

характеризующими содержание и виды загрязнений.

1. Габричидзе Т.Г. Основы комплексной системы безопасности критически важных (потенциально опасных) объектов муниципального и регионального уровней: монография. – Самара: Изд-во Самар. НЦ РАН, 2011. – 391 с.
2. Горшков М.В. Экологический мониторинг. Учеб. пособие. – Владивосток: Изд-во ТГЭУ, 2010. – 313 с.
3. Патент № 113845 на полезную модель, МПК7: G01N 21/00. – Устройство устранения аварийного выброса / Алексеев В.А., Козаченко Е.М., Юран С.И., Перминов А.С. (Заявка на полезную модель №2011144701/28 (067035) от 03.11.2011). Оpubл. 27.02.2012. Бюл. №16.
4. Алексеев В.А., Козаченко Е.М., Юран С.И. Управление аварийными сбросами в технологическом процессе очистки сточных вод предприятия // Приборостроение-2012: материалы пятой междунар.науч.-техн.конф. (21-23 ноября 2012 г.) - Минск: Изд-во Бел.Нац.Техн.Ун-та, 2012. –С. 5-6.
5. Алексеев В.А., Усольцев В.П., Юран С.И. Методика тестирования неоднородных жидких оптических сред//«Приборостроение в

УДК 681.785; 615.47

ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФ С ИМПУЛЬСНЫМ ИСТОЧНИКОМ ИНТЕНСИВНОГО ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Алексеев В.А., Юран С.И., Перминов А.С.

*Ижевский государственный технический университет имени М.Т. Калашникова
Ижевск, Российская Федерация*

Одним из методов, позволяющим объективно оценить состояние сосудистой системы, является метод фотоплетизмографии [1], основанный на регистрации пульсовых кривых, параметры которых связаны с гемодинамическими показателями организма.

На рисунке 1 представлена упрощенная схема фотоплетизмографа с планарным оптоэлектронным датчиком, размещенном на биологическом объекте БО, где БП – блок питания источника излучения – ИИ, фотоэлектрический преобразователь – ФЭП, усилитель сигнала фотоприемника – УСФ и регистратор сигнала от ФЭП – Рег. Необходимые параметры оптического излучения (светодиода, лазера) оптоэлектронного датчика фотоплетизмографа обеспечивает источник питания источника излучения.

Для снижения уровня помех различной природы (оптические, промышленной сети и др.) применяется модуляция и синхронное детектирование сигнала, что требует импульсного питания источников излучения. Так в разработанном

- XXI веке – 2013. Интеграция науки, образования и производства: Сборник материалов IX Всероссийской научно-технической конференции с международным участием (Ижевск, 13 – 15 ноября 2013 г.), – Ижевск: Издательство ИжГТУ имени М.Т. Калашникова, 2014. – С 349 – 353.
6. Алексеев В.А., Усольцев В.П., Юран С.И. Обобщенная вероятностная математическая модель поступления сточных вод на очистные сооружения при залповых сбросах // Интеллектуальные системы в производстве. – 2014. – № 1(23) – Ижевск : Изд-во ИжГТУ, 2014. – С.108-113.
7. Алексеев В.А., Козаченко Е.М., Юран С.И. Установка мониторинга загрязнения сточных вод / Измерения в современном мире - 2011: сборник научных трудов Третьей Междунар. науч.-практ. конф. (С.-Петербург, 17-20 мая 2011). СПб: Изд-во Политехн. ун-та, 2011. – С.72-74.
8. Алексеев В.А., Усольцев В.П., Юран С.И. Идентификация аварийных выбросов в системах фильтрации сточных вод в явно выраженных условиях многомерности и неопределенности // Интеллектуальные системы в производстве. – 2013. – № 2(22) – Ижевск : Изд-во ИжГТУ, 2013. – С.173-177.

авторами автоматизированном фотоплетизмографе [2] импульсный режим работы ИК светодиода обеспечивается следующим образом. С блока управления подается напряжение на буферный усилитель-формирователь, задавая выходной ток источника излучения, на который поступает и тактовый сигнал частотой 10 кГц, модулирующий выходной ток источника излучения.

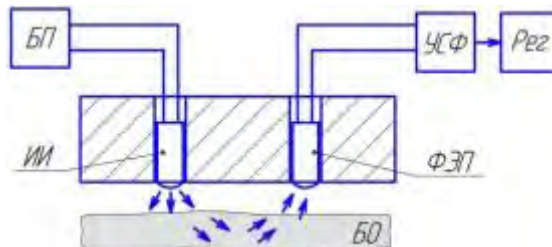


Рисунок 1 – Упрощенная схема фотоплетизмографа

Для повышения достоверности ряда гемодинамических показателей, связанных с информативными параметрами регистрируемой пульсо-

вой кривой, необходимо обеспечить достаточно высокий уровень амплитудных параметров данной кривой, значительно превышающий возможные шумы. Это можно обеспечить за счет увеличения амплитуды питающих источник излучения импульсов. При этом для ограничения поступающей в биоткань энергии оптического излучения, которое может исказить реальное кровоснабжение биоткани в области установки датчика, следует ограничить длительность импульсов. Кроме этого для автономной диагностической аппаратуры необходим экономичный импульсный источник питания излучателя.

Указанные требования особенно актуальны при исследовании сосудистой системы животных, у которых многие интересующие исследователя области биотканей имеют достаточно низкий уровень кровоснабжения, а состояние кожных покровов существенно отличается от человека. В результате оптическое излучение, поступающее от биоткани на фотоприемник датчика, имеет очень малый уровень, сравнимый часто с уровнем шумов, поэтому информативные параметры регистрируемой пульсовой кривой имеют низкую диагностическую ценность.

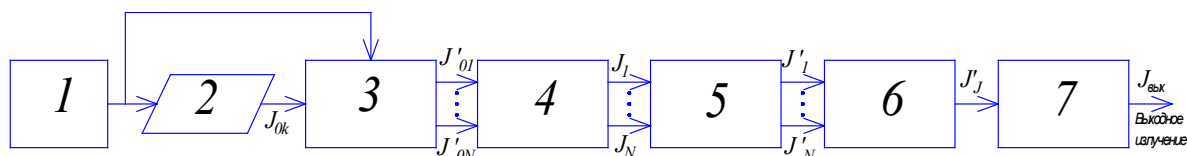


Рисунок 2 – Структурная схема источника импульсного лазерного излучения

Импульсы оптического излучения с лазера 2 поступают на вход оптического коммутатора 3. При этом на управляющий вход оптического коммутатора 3 поступают электрические импульсы с выхода задающего генератора 1 с частотой $(1/T)$, равной частоте излучаемых лазером 2 импульсов оптического излучения. При поступлении первого управляющего импульса с задающего генератора 1 оптический коммутатор 3 направляет импульс оптического излучения через устройство согласования со средством оптической задержки 4 на первый элемент блока оптической задержки 5. По второму импульсу с задающего генератора 1 оптический коммутатор 3 направляет оптическое излучение на второй элемент блока оптической задержки 5 и т.д. Блок оптической задержки содержит $N-1$ элемент. N -ый импульс лазера 2 проходит на вход оптического сумматора излучения 6 без задержки. Выходы блока оптической задержки 5 соединены с $N-1$ входами оптического сумматора излучения 6. N -ый импульс лазерного излучения поступает на N -ый вход оптического сумматора излучения напрямую. Элементы блока оптической задержки 5 выполнены таким образом, что все задержанные импульсы лазерного излучения

Нами предложен экономичный источник импульсного лазерного излучения [3, 4], позволяющий создать необходимые по амплитуде импульсы оптического излучения в требуемом для метода фотоплетизмографии спектральном диапазоне.

На рисунке 2 приведена структурная схема источника импульсного лазерного излучения, которая содержит задающий генератор 1, импульсный лазер 2, оптический коммутатор 3, устройство согласования с блоком оптической задержки 4, блок оптической задержки 5, выполненный, например, из отрезков оптического волокна, и имеющий дискретное время задержек оптического импульса. Источник излучения содержит оптический сумматор излучения 6, и фокусирующую систему 7 для формирования заданной диаграммы направленности пучка на выходе оптического сумматора излучения 6.

Рассмотрим принцип действия источника импульсного лазерного излучения.

Импульсный сигнал с задающего генератора 1 поступает на вход импульсного лазера 2 и управляет его работой.

поступают на входы оптического сумматора излучения 6 одновременно с N -ым импульсом. На выходе оптического сумматора излучения 6 формируется импульс J'_j , равный сумме интенсивностей импульсов лазерного излучения.

Далее полученный лазерный пучок фокусируется фокусирующей системой 7. В результате на выходе источника излучения образуется импульсное лазерное излучение $J_{\text{вых}}$, значительно превосходящее по интенсивности импульсы исходного лазерного излучения лазера 2. При этом частота следования импульсов на выходе устройства будет в N раз ниже частоты $(1/T)$ излучаемых лазером импульсов.

Таким образом, по сравнению с указанными выше источниками лазерного излучения при одних и тех же источниках энергии в рассматриваемом устройстве достигается существенное увеличение выходной импульсной интенсивности лазерного излучения за счет возможности накопления энергии. При этом для получения импульсов большой интенсивности оптического излучения требуются маломощные лазер и источник питания, что особенно важно для автономной аппаратуры.

За счет возможности накопления энергии можно получить на выходе примерно в N раз большую мощность импульсов лазерного излучения за исключением потерь оптического излучения, по сравнению с мощностью импульсного излучения одного источника.

Авторами предложен более совершенный источник импульсного лазерного излучения с интерференцией когерентных импульсов, позволяющий еще на порядок увеличить интенсивность оптического излучения [5].

Применение рассмотренного импульсного источника лазерного излучения в автоматизированном фотоплетизмографе позволит увеличить точность регистрации пульсовых кривых, и, следовательно, повысить уровень диагностики состояния сердечно-сосудистой системы человека и животных.

1. Алексеев В.А., Юран С.И. Проектирование устройств регистрации гемодинамических показателей животных на основе метода фо-

топлетизмографии: монография. – Ижевск: ИжГТУ, ИжГСХА, 2006. – 248 с.

2. Алексеев В.А., Ардашев С.А., Юран С.И. Автоматизированный фотоплетизмограф // Приборы и методы измерений. – Минск: БНТУ, 2013, №1 (6). – С.46-51.
3. Патент РФ № 2477553 на изобретение, МПК⁷: H01S3/10. – Источник импульсного лазерного излучения / Алексеев В.А., Юран С.И., Перминов А.С., Стерхова М.А. (Заявка на изобретение №2011137390/28 от 09.09.2011). Опубл. 10.03.2013. Бюл.№7.
4. Алексеев В.А., Юран С.И., Перминов А.С. Источник импульсного лазерного излучения / Лазеры. Измерения. Информация. 2013 : сб. докладов 23-й Междунар. конф. – Т.1. – СПб.: Изд-во Политехн. ун-та, 2013. – С.155-163.
5. Алексеев В.А., Юран С.И., Перминов А.С. Источник импульсного лазерного излучения с интерференцией когерентных импульсов / Лазеры. Измерения. Информация: труды конференции (9-11 июня 2014 года, Санкт-Петербург). СПб.: СПбГПУ, 2014. – С.78-79.

УДК 621/793.14

УСТАНОВКА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ АДГЕЗИОННОЙ ПРОЧНОСТИ ПОКРЫТИЙ «СКРЕТЧ-ТЕСТЕР»

Анищик В.М.¹, Углов В.В.¹, Русальский Д.П.¹, Сыщенко А.Ф.²

¹Белорусский государственный университет, Минск, Республика Беларусь

²ЗАО «БМЦ», Минск, Республика Беларусь

В настоящее время широкое распространение получили различные методы нанесения покрытий, а наиболее важным для практического применения является такое свойство покрытий, как прочность их сцепления с матрицей – адгезия. В связи с этим необходимо производство приборов, которые могли бы контролировать это свойство. В настоящее время такое оборудование (скретч-тестеры) уже получило достаточно широкое применение в крупных исследовательских центрах ряда стран мира, однако в СНГ отсутствует производство подобного оборудования.

Принцип работы скретч-тестеров основан на методе склерометрии (испытание царапанием). Этот метод основан на контролируемом царапании алмазным индентором на выбранном участке образца. Наконечник индентора (обычно алмаз или карбид вольфрама) перемещается по поверхности образца с возрастающей нагрузкой. При определенной критической нагрузке покрытие начинает разрушаться. Критическая нагрузка регистрируется датчиком акустической эмиссии, но также могут быть зарегистрированы при помощи оптического микроскопа по оставшейся на образце царапине. Также существует возможность фиксации момента отрыва покрытия по изменению силы

трения, однако наилучший результат дает совмещение всех трех методов [1].

В лаборатории «Физика ионно-плазменной модификации твердых тел» Белорусского Государственного Университета и ЗАО «БМЦ» в рамках подпрограммы «Научно-учебное оборудование» ГНТП «Эталонные и научные приборы» был изготовлен скретч-тестер для изучения адгезионной прочности покрытий, представленный на рис. 1.

Установка состоит из следующих блоков и узлов:

- столик с держателем образца и датчиком акустической эмиссии;
- блок перемещения столика с датчиком перемещения и датчиком измерения силы трения;
- индентор;
- блок нагружения с датчиком измерения нагрузки;
- блок оптической регистрации с микроскопом и видеокамерой;
- блок управления, обработки и передачи данных на ПЭВМ.